

(12) SOLICITUD INTERNACIONAL PUBLICADA EN VIRTUD DEL TRATADO DE COOPERACIÓN EN MATERIA DE PATENTES (PCT)

(19) Organización Mundial de la Propiedad
Intelectual
Oficina internacional



(43) Fecha de publicación internacional
23 de diciembre de 2010 (23.12.2010)

PCT

(10) Número de Publicación Internacional
WO 2010/146203 A2

(51) Clasificación Internacional de Patentes: Sin
clasificar

[ES/ES]; OTRI - Universidad De Granada, Completo Administrativo Triunfo, pab. 1, E-18071 Granada (ES).

(21) Número de la solicitud internacional:
PCT/ES2010/000277

(22) Fecha de presentación internacional:
15 de junio de 2010 (15.06.2010)

(25) Idioma de presentación: español

(26) Idioma de publicación: español

(30) Datos relativos a la prioridad:
P200901473 15 de junio de 2009 (15.06.2009) ES

(71) Solicitante (para todos los Estados designados salvo US): **UNIVERSIDAD DE GRANADA** [ES/ES]; Hospital Real, Cuesta del Hospicio s/n, E-18071 Granada (ES).

(72) Inventores; e

(75) Inventores/Solicitantes (para US solamente): **HERNÁNDEZ ANDRÉS, Javier** [ES/ES]; OTRI - Universidad De Granada, Completo Administrativo Triunfo, pab. 1, E-18071 Granada (ES). **LÓPEZ ÁLVAREZ, Miguel Ángel** [ES/ES]; OTRI - Universidad De Granada, Completo Administrativo Triunfo, pab. 1, E-18071 Granada (ES). **NIEVES GÓMEZ, Juan Luis**

(81) Estados designados (a menos que se indique otra cosa, para toda clase de protección nacional admisible): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) Estados designados (a menos que se indique otra cosa, para toda clase de protección regional admisible): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), euroasiática (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), europea (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

[Continúa en la página siguiente]

(54) Title: PORTABLE DEVICE FOR SELF-VIEWING BLOOD CELLS IN THE RETINA

(54) Título : DISPOSITIVO PORTÁTIL PARA LA AUTOVISUALIZACIÓN DE CÉLULAS SANGUÍNEAS EN LA RETINA.

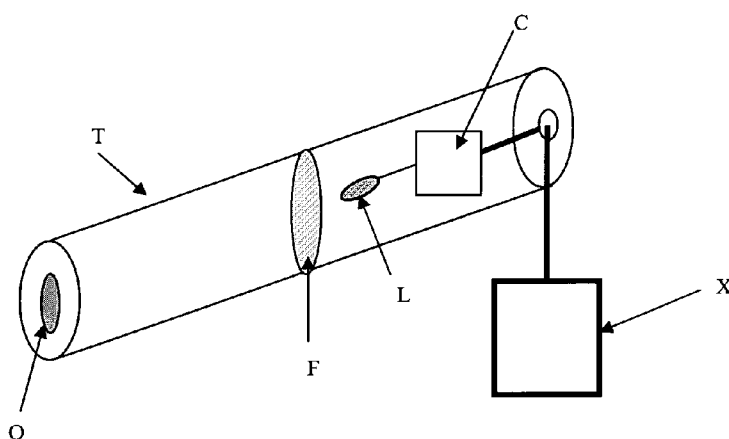


Figura 1

(57) Abstract: The invention relates to a compact, portable instrument that is easy to use, enabling the patient to evaluate him/herself in a few seconds whether the blood circulation in his/her retina is correct, and to therefore self-detect pathologies such as vascular retinopathies, arteriosclerosis or diabetic retinopathy *inter alia*.

(57) Resumen: La invención propuesta en este documento es un instrumento compacto, portátil y fácil de utilizar, que permite al propio paciente evaluar en pocos segundos si existe riego sanguíneo correcto en su retina y por tanto servir para autodetectar patologías como retinopatías vasculares, la arterioesclerosis o la retinopatía diabética entre otras.



WO 2010/146203 A2



Publicada:

- *sin informe de búsqueda internacional, será publicada nuevamente cuando se reciba dicho informe (Regla 48.2(g))*

DISPOSITIVO PORTÁTIL PARA LA AUTOVISUALIZACIÓN DE CÉLULAS SANGUÍNEAS EN LA RETINA.

SECTOR DE LA TÉCNICA

5

Material y equipo eléctrico, electrónico y óptico. Oftamología.

ESTADO DE LA TÉCNICA

10

La Oftalmología ha experimentado un increíble avance en las últimas décadas gracias a las aportaciones tecnológicas que la revolución electrónica de finales del siglo XX ha traído al campo de la instrumentación médica. Así, por ejemplo, la miniaturización de todo tipo de dispositivos electrónicos de medida y quirúrgicos ha permitido facilitar en gran medida la detección e intervención de diversas patologías oculares.

Existen diversos instrumentos médicos en el campo del tratamiento y detección de lesiones oculares basados en la última tecnología electrónica [Paul L. Kaufman y Albert Alm (editores), "Adler's Physiology of the Eye", tenth edition, Mosby, Incorporated, 2002] como es la utilización de LEDs (*Light Emitting Diodes*) es corriente en los medidores de campo visual, o el empleo de sofisticados detectores fotoelectrónicos y circuitos de control de tiempo real (RTC) en los aberrómetros. Aunque, sin duda, la prueba más clara de este hecho sean los complejos instrumentos para cirugía láser de la córnea, en los que se emplean cámaras digitales, programas de control automático de la posición ocular, y completos sistemas de procesamiento de datos, además del propio láser de gran potencia.

Los trastornos oculares específicamente relacionados con la retina son muy diversos. Al ser ésta la responsable de la captación final de la intensidad lumínica transportada por el resto de elementos ópticos presentes en el ojo, y al estar situada en el fondo del ojo, el diagnóstico y tratamiento de dichos trastornos es especialmente relevante y delicado.

Las células de la retina se encuentran irrigadas por multitud de capilares, a donde es transportada la sangre con los nutrientes necesarios para dichas células. Las técnicas para la visualización del fondo de ojo (oftalmoscopia directa, oftalmoscopia indirecta, retinógrafo, angiógrafo, etc.), permiten ver la red microvascular presente justo delante de la retina, las cuales no entorpecen la visión normal del ojo dado su reducido tamaño.

Sin embargo, observar el flujo sanguíneo en esta zona es tarea imposible de forma directa, pues no se puede acceder a estructuras intraoculares tan pequeñas sin dañar el ojo.

También existen prototipos, diseñados con fines divulgativos, que permiten observar las células sanguíneas en retina gracias a la difracción que dichos corpúsculos producen cuando se les ilumina con luz quasi-monocromática de una determinada longitud de onda centrada en la zona azul del espectro visible. Sin embargo, dichos diseños no utilizan dispositivos ópticos y electrónicos avanzados, poseen un tamaño y peso demasiado grande, presentan un consumo de energía elevado y disipan tanto calor que se hacen necesarios sistemas de ventilación para evitar posibles daños a las personas que los manejan y utilizan.

OBJETO DE LA INVENCION

La invención propuesta en este documento es un instrumento compacto, portátil y fácil de utilizar, que le permita al propio paciente evaluar en pocos segundos si existe riego sanguíneo correcto en su retina y por tanto servir para autodetectar patologías como retinopatías vasculares, la arterioesclerosis o la retinopatía diabética entre otras. Al mismo tiempo, el instrumento objeto de la presente invención puede ser utilizado con fines didácticos y educativos en las áreas de Óptica-Optometría, Oftalmología y Salud Visual.

El paciente sería el propio utilitario directo del dispositivo, el cual es utilizado a modo de catalejo o telescopio pues dispone de un ocular por el que mirar. El diseño del mismo permite al propio paciente observar el movimiento de sus células sanguíneas en el torrente sanguíneo que irriga la retina, gracias a la difracción de la luz que dichos corpúsculos producen.

Nuestro diseño permite que el dispositivo tenga un tamaño y peso muy reducidos, así como un consumo de potencia eléctrica durante su utilización menor de 1 watio. Todo ello sin ir en detrimento de la calidad de la imagen diagnóstica, por lo que se trata de un instrumento sofisticado, avanzado, fácilmente transportable, portátil y muy indicado para los fines descritos anteriormente.

DESCRIPCIÓN DE LAS FIGURAS

Figura 1.- Esquema del aparato propuesto.

Se presenta un esquema de la invención, donde **T** representa un elemento hueco que aloja el resto de componentes, **L** un LED, **F** un filtro interferencial, **O** una lente ocular, **C** un circuito electrónico de protección del LED/elemento que permite proteger el LED de sobretensiones y **X** una fuente de alimentación eléctrica.

DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LA INVENCION

La presente invención se refiere al diseño de un dispositivo opto-electrónico para la autovisualización de las células sanguíneas presentes en la retina del observador.

El dispositivo (Figura 1) comprende los siguientes elementos:

- a) Un tubo cilíndrico hueco (T) en cuyo interior se alojará todos el dispositivo.
- b) Una fuente de luz (L) tipo LED (*Light Emitting Diode*) preferiblemente con fuerte emisión en la parte azul del espectro visible.
- c) Una fuente de alimentación eléctrica (X) de corriente continua.

- d) Un elemento (C), situado entre el LED y la fuente de alimentación (X), que permita proteger al LED de posibles sobretensiones, como por ejemplo un resistencia eléctrica o, preferiblemente, un circuito electrónico que realice esa función de protección.
- 5 e) Un filtro interferencial (F) con transmitancia máxima situada en la parte azul del espectro visible, preferiblemente entre 400nm y 440nm de longitud de onda.
- f) Una lente ocular (O) de tipo convergente.

10 El modo de operación es el siguiente:

El observador o paciente, para utilizar el dispositivo, mirará a través del ocular (O) provisto en un extremo del tubo. Lo que observará en un primer momento será un fondo iluminado homogéneo iluminado de color azul violáceo e inmediatamente
15 después -en condiciones normales- deberá comenzar a observar pequeños corpúsculos negros y móviles sobre el fondo azul. Estos corpúsculos no son sino la sombra difraccional producida en cada instante por las células sanguíneas sobre la retina. El movimiento de estas células de sangre está sincronizado con el ritmo cardiaco, lo que puede comprobarse al tomarse el pulso de forma simultánea.

20 Analizando la velocidad del movimiento de los corpúsculos visualizados en el dispositivo, y la cantidad de los mismos en toda la imagen, se puede inferir si el riego sanguíneo en retina es normal o no.

Al suministrar una corriente continua al LED, y gracias al elemento de protección
25 (C), la tensión que cae en el LED nunca superará la tensión de ruptura de esta pequeña fuente de luz, pues la resistencia absorberá cualquier posible exceso de tensión, con lo cual protegemos el circuito. En estas circunstancias el LED debe emitir luz de color azul.

30 Para poder visualizar de forma óptima los glóbulos rojos en retina, es necesario que al observador le llegue luz cuasi-monocromática, a ser posible con una longitud de onda cercana a los 420nm [2]. Para ello, se hace pasar la luz del LED a través de un filtro interferencial cuyo pico de transmitancia se encuentra en dicha longitud de onda.

Con el fin de facilitar la visión al observador durante el experimento o sesión clínica, se introduce como último elemento una lente ocular convergente, cuyo foco objeto coincidirá con la posición del filtro interferencial. De esta forma, los rayos de luz a la salida del ocular (los que llegan al observador) formarán un haz colimado, y el observador apreciará, al mirar a través de dicho ocular, un campo perfectamente homogéneo de color azul violáceo. Es sobre este campo de luz donde el observador podrá apreciar las células sanguíneas de su retina en movimiento.

Tras testear el dispositivo con algunos sujetos, hemos comprobado que en todos los casos la visualización de las células sanguíneas era inmediata, cómoda y eficaz.

Las dimensiones y disposición de los elementos que componen el aparato permiten construir un sistema reducido que lo hacen portátil, compacto y susceptible de ser construido a nivel industrial. Las ventajas de nuestra propuesta frente a otros dispositivos similares radican en su reducida emisión térmica, casi nulo consumo de energía, poco peso y tamaño.

Además, los elementos que componen nuestra invención son de coste reducido, y la sustitución o reparación de dichos elementos es sencilla y barata. La disposición de los componentes en el tubo permite un diseño final robusto y resistente, que no presenta riesgo alguno para el observador de descarga eléctrica o quemadura por altas temperaturas.

25

MODO DE REALIZACIÓN

Los mejores resultados se consiguen ajustando el sistema con los siguientes parámetros:

30

- Voltaje de entrada: 12V DC.
- Resistencia de protección del LED: 1 k Ω .
- Longitud de onda de pico del LED: 420nm.

6

- Luminosidad del LED: 1000mcd para una corriente de 12mA.
- Tipo de LED: encapsulado tipo Radial, 30° de apertura del haz.
- Longitud de onda del filtro interferencial: 420nm.
- Distancia del LED al filtro interferencial: 3cm.
- 5 • Distancia del filtro interferencial al ocular (distancia focal del ocular): 4cm.
- Distancia del ocular al ojo del observador: 3cm.
- Diámetro exterior del tubo hueco: 3cm.
- Diámetro interior del tubo hueco: 2.7cm

10

Con estos elementos y sus parámetros se configura el aparato mostrado en la Figura 1, que comprende:

- a) Un tubo cilíndrico hueco para alojar todo el dispositivo.
- 15 b) Una fuente de luz tipo LED (*Light Emitting Diode*) preferiblemente con fuerte emisión en la parte azul del espectro visible.
- c) Un transformador AC/DC que sirva de fuente de alimentación de corriente continua para el LED.
- d) Una resistencia eléctrica situada entre el LED y el transformador y en serie
- 20 con ambos, para proteger el LED de posibles sobretensiones.
- e) Un filtro interferencial con transmitancia máxima situada en la parte azul del espectro visible, preferiblemente 420nm de longitud de onda.
- f) Una lente ocular de tipo convergente con una potencia óptima de +25D.

25

REIVINDICACIONES

1.- Aparato para la autovisualización de las células sanguíneas en retina, que comprende los siguientes elementos:

- 5 a) Un elemento hueco que permita alojar el resto de componentes.
- b) Una fuente de luz tipo LED (*Light Emitting Diode*)
- c) Un elemento que permita proteger el LED de posibles sobretensiones.
- d) Un filtro interferencial azul colocado en la zona de emisión de luz del LED del punto b).
- 10 e) Una lente ocular de tipo convergente
- f) Una fuente de alimentación eléctrica

2.- Aparato para la autovisualización de las células sanguíneas en retina, según la reivindicación 1, caracterizado porque la longitud de onda de máxima emisión del LED y de máxima transmitancia del filtro interferencial sea 420nm.

15

3.- Aparato para la autovisualización de las células sanguíneas en retina, según la reivindicación 1, caracterizado porque el elemento de protección eléctrica del LED sea una resistencia de 1k Ω .

20

4.- Aparato para la autovisualización de las células sanguíneas en retina, según la reivindicación 1, caracterizado porque el elemento de protección eléctrica del LED sea un circuito electrónico diseñado al efecto.

25 5.- Aparato para la autovisualización de las células sanguíneas en retina, según la reivindicación 1, caracterizado porque la lente ocular convergente tenga una potencia de +25D.

6.- Aparato para la autovisualización de las células sanguíneas en retina, según la reivindicación 1, caracterizado porque la fuente de alimentación de corriente continua sea un transformador AC/DC de tensión de salida 12V.

30

7.- Aparato para la autovisualización de las células sanguíneas en retina, según la reivindicación 1, caracterizado porque la fuente de alimentación de corriente continua sea un conjunto de baterías o pilas cuya tensión de salida sean 12V.

1/1

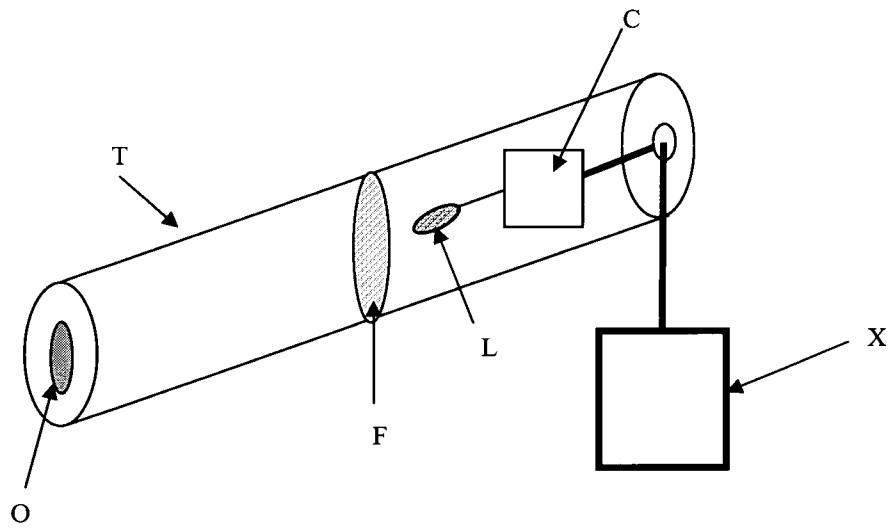


Figura 1